

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

3

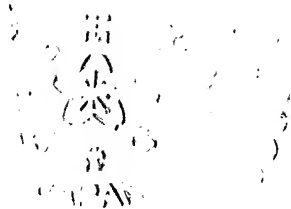
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2 0 0 3 年 9 月 2 5 日

出 願 番 号
Application Number: 特 願 2 0 0 3 - 3 3 3 6 1 3
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 3 3 3 6 1 3]

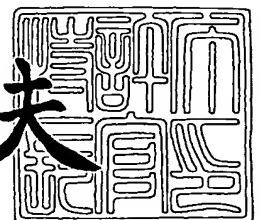
出 願 人
Applicant(s): 日 本 光 電 工 業 株 式 会 社



2 0 0 3 年 1 1 月 1 4 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願
【整理番号】 53-108
【あて先】 特許庁長官 殿
【国際特許分類】 A61B 5/145
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号 日本光電工業株式会社内
 【氏名】 鎗田 勝
【特許出願人】
 【識別番号】 000230962
 【氏名又は名称】 日本光電工業株式会社
【代理人】
 【識別番号】 100099195
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 宮越 典明
【選任した代理人】
 【識別番号】 100116182
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 内藤 照雄
【先の出願に基づく優先権主張】
 【出願番号】 特願2002-318278
 【出願日】 平成14年10月31日
【先の出願に基づく優先権主張】
 【出願番号】 特願2002-362261
 【出願日】 平成14年12月13日
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 030889
 【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1
 【包括委任状番号】 0017289
 【包括委任状番号】 0017288

【書類名】 特許請求の範囲**【請求項 1】**

同一の媒体から抽出される所定期間の 2 つの信号を 2 次元直交座標上に展開するステップと、

前記展開された信号を、回転行列を用いて、あらかじめ決められた角度または所定条件に基づいて決められた角度に回転させるステップと、
を含み前記 2 つの信号を処理する信号処理方法。

【請求項 2】

前記信号処理の結果に基づいて、信号主成分の基本周波数を求めるステップを、
含むことを特徴とする請求項 1 に記載の信号処理方法。

【請求項 3】

同一の媒体からの 2 つの信号を入力する入力手段と、
前記入力手段から入力された所定期間分の 2 つの信号を 2 次元直交座標上に展開する展開手段と、
該展開されたデータをあらかじめ決められた角度または所定条件に基づいて決められた角度に回転させる回転行列を用いて処理する処理手段と、
を備えたことを特徴とする信号処理装置。

【請求項 4】

異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段とを備えたパルスフォトメータにおいて、
前記各波長の電気信号より得られた脈波データを、あらかじめ決められた角度にまたは所定条件に基づいて決められた角度に回転させる回転行列を用いて処理する第 1 の処理手段と、
を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 5】

前記脈波データが、ほぼ同時点に受光した 2 つの波長の受光信号から得られる電気信号を、前記 2 つの波長をそれぞれ縦軸または横軸とする 2 次元直交座標に展開したものであることを特徴とする請求項 4 に記載のパルスフォトメータ。

【請求項 6】

前記脈波データは所定時間分であり、かつ経時移動して処理されることを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載のパルスフォトメータ。

【請求項 7】

異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段とを備えたパルスフォトメータにおいて、
前記各波長の電気信号より得られた脈波信号を、各波長をそれぞれ縦軸または横軸とする 2 次元直交座標に展開し、縦軸または横軸に射影される領域が最大または最小となるいずれかの条件を満足するように回転行列を用いて回転させて処理する第 2 の処理手段と、
を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 8】

異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、
前記受光部により得られる前記 2 つの波長の脈波信号をそれぞれ縦軸または横軸とする 2 次元直交座標に展開した、各波長の脈波データそれぞれについてノルム値を求め、さらにそのノルム値の比を求めるノルム比計算手段と、
前記ノルム比計算手段により計算されたノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段と、

を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 9】

異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、

前記発光手段で発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光部により得られる前記 2 つの波長の脈波信号をそれぞれ縦軸または横軸とする 2 次元直交座標に展開した、各波長の各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、

前記波形取得手段により得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

前記波形解析手段の出力から血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段と、

を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 1 0】

前記血中吸光物質濃度演算手段は、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも 1 つを演算することを特徴とする請求項 8 又は 9 に記載のパルスフォトメータ。

【書類名】明細書

【発明の名称】信号処理方法／装置及びそれを用いたパルスフォトメータ

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、一つの媒体からほぼ同時に抽出される 2 つの同種の信号を処理して共通の信号成分を抽出する信号処理に関し、特に医療の分野において、特に循環器系の診断に用いられるパルスフォトメータにおける信号処理の改良に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

一つの媒体からほぼ同時に抽出された 2 つの信号から信号成分と雑音成分に分離する方法には様々な方法が提案されている。

それらは、一般的には周波数領域や時間領域による処理が行われている。

医療現場でも、光電脈波計と言われる脈波波形や脈拍数を測定する装置、血液に含まれる吸光物質の濃度測定として、酸素飽和度 $S p O_2$ の測定装置、一酸化炭素ヘモグロビンや $M e t$ ヘモグロビン等の特殊ヘモグロビンの濃度の測定装置、注入色素濃度の測定装置などがパルスフォトメータとして知られている。

中でも酸素飽和度 $S p O_2$ の測定装置を特にパルスオキシメータと呼んでいる。

【0 0 0 3】

パルスフォトメータの原理は、対象物質への吸光性が異なる複数の波長の光を生体組織に透過又は反射させ、その透過光又は反射光の光量を連続的に測定することで得られる脈波データ信号から対象物質の濃度を求めるものである。

そしてその脈波データに雑音が混入すると、正しい濃度の計算が出来ず、誤処置につながる危険が生じる。

パルスフォトメータにおいても従来より雑音を低減するために周波数帯域を分割して信号成分に着目したり、2 つの信号の相関を取るなどの方法が提案されてきた。

しかし、これらの方法は解析に時間がかかるなどの問題があった。

【0 0 0 4】

そこで、本出願人は、特許第 3 2 7 0 9 1 7 号（特許文献 1）において、異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射して透過光から得られる 2 つの脈波信号のそれぞれの大きさを縦軸、横軸としてグラフを描き、その回帰直線を求め、その回帰直線の傾きに基づいて、動脈血中の酸素飽和度ないし吸光物質濃度を求めることを提案している。

この発明により、測定精度を高め、低消費電力化することができた。

しかし、各波長の脈波信号についての多くのサンプリングデータを用いて回帰直線ないしその傾きを求めるためには、なお多くの計算処理を要していた。

【0 0 0 5】

更に本出願人は、特願 2 0 0 1 - 3 3 2 3 8 3 号（特許文献 2）においては、周波数解析を用いてはいるが、その解析においては従来技術のように脈波信号そのものを抽出するのではなく、脈波信号の基本周波数を求め、さらには精度を高めるためにその高調波周波数を用いたフィルタを用いて脈波信号をフィルタリングする方法を提案している。

しかし、基本周波数を求める点に関しては更なる改善が望まれていた。

【0 0 0 6】

【特許文献 1】特許第 3 2 7 0 9 1 7 号（請求項 1、2、図 2、図 4）

【特許文献 2】特願 2 0 0 3 - 1 3 5 4 3 4 号（0 0 0 6）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 7】

本発明の課題（目的）は、同一の媒体からほぼ同時に抽出される 2 つの同種の信号を処理して共通の信号成分を抽出する計算処理負担を軽減した信号処理方法を提供することにある。

また、上記信号処理方法を適用して、前記媒体の体動によるノイズが脈波信号に生じた

場合であっても、対象物質の濃度を精度よく測定することにある。

また、体動によるノイズが脈波データ信号に生じた場合であっても、脈波信号からノイズを除去し、精度よく脈拍を求めることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

・前記課題を解決するために、同一の媒体から抽出される所定期間の2つの信号を2次元直交座標上に展開するステップと、前記展開された信号を、回転行列を用いて、あらかじめ決められた角度または所定条件に基づいて決められた角度に回転させるステップとにより前記2つの信号を処理する。(請求項1)

この信号処理方法によって、同一の媒体からほぼ同時に抽出される2つの同種の信号を処理して共通の信号成分を抽出する計算処理負担を軽減することができる。

・前記信号処理の結果、信号主成分の基本周波数を求める。(請求項2)

この構成により、ノイズが低減された基本波波形を容易に取得することができる。

・同一の媒体からの2つの信号を入力する入力手段と、前記入力手段から入力された所定期間分の2つの信号を2次元直交座標上に展開する展開手段と、該展開されたデータをあらかじめ決められた角度または所定条件に基づいて決められた角度に回転させる回転行列を用いて処理する処理手段とを具えた構成とする。(請求項3)

この構成により、回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を容易に取得することができる。

【0009】

・異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段とを具えたパルスフォトメータにおいて、

前記各波長の電気信号より得られた脈波データを、あらかじめ決められた角度にまたは所定条件に基づいて決められた角度に回転させる回転行列を用いて処理する処理手段とを具備することを特徴とする。(請求項4)

この構成により、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を容易に取得することができる。

・前記脈波データが、ほぼ同時点に受光した2つの波長の受光信号から得られる電気信号を、前記2つの波長をそれぞれ縦軸または横軸とする2次元直交座標に展開したものであることを特徴とする。(請求項5)

・前記脈波データは所定時間分であり、かつ経時移動して処理されることを特徴とする。(請求項6)

・異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段とを具えたパルスフォトメータにおいて、前記各波長の電気信号より得られた脈波信号を、各波長をそれぞれ縦軸または横軸とする2次元直交座標に展開し、縦軸または横軸に射影される領域が最大または最小となるいずれかの条件を満足するように回転行列を用いて回転させて処理する第2の処理手段とを具備することを特徴とする。(請求項7)

【0010】

・異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、前記受光部により得られる前記2つの波長の脈波信号をそれぞれ縦軸または横軸とする2次元直交座標に展開した、各波長の脈波データそれぞれについてノルム値を求め、さらにそのノルム値の比を求めるノルム比計算手段と、前記ノルム比計算手段により計算されたノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段とを具備するパルスフォトメータ。(請求項8)

・異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、前記発光手段で発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、前記受光部により得られる前記2つの波長の脈波信号をそれぞれ縦軸または横軸とする2次元直交座標

に展開した、各波長の各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、前記波形取得手段により得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、前記波形解析手段の出力から血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段とを具備するパルスフォトメータ。(請求項9)

・前記血中吸光物質濃度演算手段は、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも1つを演算する。(請求項10)

【発明の効果】

【0011】

請求項1に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を取得することができる。

【0012】

請求項2に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を取得し、その波形から精度よく脈波データの基本周波数または脈拍数を求めることができる。

【0013】

請求項3に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いてノイズを除去するのに適した回転角度を決定でき、その決定した回転角度の回転行列によって処理することでノイズが低減された波形を取得することができる。

【0014】

請求項4に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いてノイズを除去するのに適した回転角度を決定でき、その決定した回転角度の回転行列によって処理することでノイズが低減された波形を取得し、その波形から精度よく脈波データの基本周波数または脈拍数を求めることができる。

【0015】

請求項5～7に記載のパルスフォトメータによれば、回転行列の回転角の決定を容易に決定できる。

【0016】

請求項8に記載のパルスフォトメータによれば、各波長の脈波データから得られるノルム比から精度よく血中の吸光物質の濃度を求めることができる。

また、請求項9に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形による精度の良い脈波の基本周波数または脈拍数の取得と、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも1つの演算とが同一の装置でほぼ同時に処理して出力することができる。

また、請求項10に記載のパルスフォトメータによれば、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも1つを演算することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

本発明の実施の形態を説明するにあたり、動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータを例に挙げて原理を説明する。

なお、本発明の技術は、パルスオキシメータに限られず、特殊ヘモグロビン（一酸化炭素ヘモグロビン、Metヘモグロビンなど）、血中に注入された色素などの血中吸光物質をパルスフォトメトリの原理を用いて測定する装置（パルスフォトメータ）に適用できる。

【0018】

動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータの構成は、概略構成ブロック図である図1のようになっている。

異なる波長の光を発光する発光素子1、2は、交互に発光するように駆動回路3により駆動される。

発光素子1、2に採用する光はそれぞれ動脈血酸素飽和度による影響が少ない赤外光（

例えば 940 [nm])、動脈血酸素飽和度の変化に対する感度が高い赤色光 (例えば 660 [nm]) がよい。

【0019】

これらの発光素子 1、2 からの発光は生体組織 4 を透過してフォトダイオード 5 で受光して電気信号に変換される。

なお、反射光を受光するようにしてもよい。

そして、これらの変換された信号は増幅器 6 で増幅され、マルチプレクサ 7 によりそれぞれの光波長に対応したフィルタ 8-1、8-2 に振り分けられる。

各フィルタに振り分けられた信号はフィルタ 8-1、8-2 によりフィルタリングされてノイズ成分が低減され、A/D 変換器 9 によりデジタル化される。

【0020】

デジタル化された赤外光、赤色光に対応する各信号列が、それぞれの脈波信号を形成している。

デジタル化された各信号列は処理部 10 に入力され、ROM 12 に格納されているプログラムにより処理され、酸素飽和度 $S p O_2$ が測定され、その値が表示部 11 に表示される。

【0021】

<回転行列によるノイズ低減と脈波の基本周波数の演算>

先ず、血液中の吸光物質の吸光度 (減光度) の変動の測定について説明する。

図 9 (a) 及び (b) は、前記発光素子 1、2 からの発光された光が生体組織 4 を透過してフォトダイオード 5 で受光して電気信号に変換された脈波データで、(a) は赤色光の場合を、(b) は赤外光を示している。

図 9 の (a) では、横軸を時間、縦軸を受光出力とすると、フォトダイオード 5 での受光出力は、赤色光の直流成分 (R') と脈動成分 ($\Delta R'$) が重畳された波形となっている。

また、図 9 の (b) では、横軸を時間、縦軸を受光出力とすると、フォトダイオード 5 での受光出力は、赤外光の直流成分 ($I R'$) と脈動成分 ($\Delta I R'$) が重畳された波形となっている。

図 2 は、図 9 に示すような脈波において、8 秒間分の、直流成分 (R' 、 $I R'$) に対する脈動成分 ($\Delta R'$ 、 $\Delta I R'$) の比 ($I R = \Delta I R' / I R'$) をとり、さらにその 8 秒間分のデータの平均値をゼロに合わせたものである。

なお、図 2 の如き、平均値をゼロとする処理を行わなくとも演算は可能である。

図 3 は、図 9 に示される赤外光 $I R$ のデータを横軸に、赤色光 R のデータを縦軸にとったグラフである。

【0022】

次に、A/D 変換器 9 によってデジタル化した各波長の 2 つの脈波データ信号を回転行列を用いてノイズを低減する演算処理について説明する。

なお、赤外光と赤色光とは交互に発光されるため厳密には同時に発光されるものではないが、隣り合う得られた赤外光受光値と赤色光受光値を同時刻に得られたものとして扱い、所定時間分の赤外光の脈波信号と赤色光の脈波信号を 2 次元直交座標上に展開する。

すなわち図 3 のグラフを作成している。

また、脈波の直流成分に対する脈動成分の比をとることで脈拍による吸光度の脈動分が近似される。

図 3 のグラフに見られる推移は 45 度になっていないが、その理由は、赤外光脈波の脈動成分の振幅と赤色光脈波の脈動成分の振幅とに差があるため、およびノイズが重畳しているためである。

【0023】

次に、展開された脈波データに回転行列を用いて回転演算を施すこととする。

赤外光脈波の直流成分に対する脈動成分の比 ($I R$) のデータ列を、

【0024】

【数 1】

$$IR = \{ IR(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots \} \quad (1)$$

【0025】

赤色光脈波の直流成分に対する脈動成分の比 (R) のデータ列を、

【0026】

【数 2】

$$R = \{ R(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots \} \quad (2)$$

【0027】

とする。

同じ時刻 t_i に得られた IR と R とのデータを次のように行列で定義する。

すなわち、

【0028】

【数 3】

$$S = \begin{pmatrix} IR(t_i) \\ R(t_i) \end{pmatrix} \quad (3)$$

【0029】

また、 θ [rad] 回転させる回転行列を A とすると、 A は次のように表すことができる。

【0030】

【数 4】

$$A = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (4-1)$$

【0031】

そうすると、 S を A により θ [rad] 回転させることにより次の X が得られる。

【0032】

【数 5】

$$\begin{aligned}
 X &\equiv \begin{pmatrix} X1(t_i) \\ X2(t_i) \end{pmatrix} = A \cdot S \\
 &= \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} IR(t_i) \\ R(t_i) \end{pmatrix} \quad (5)
 \end{aligned}$$

【0033】

なお、回転行列 A は、上記のほか、

【0034】

【数 6】

$$A' = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (4-2)$$

【0035】

を用いてもよい。

ここで、 θ を $0 \sim 9\pi/30$ [rad] まで $\pi/30$ [rad] ずつ脈波データ S を回転させて得られるグラフを図 4 に示す。

図 4 からわかるように、横軸ゼロ、縦軸ゼロの点（赤色光脈波と赤外光脈波との両方が平均である点）を中心として回転されており、 θ が $9\pi/30$ [rad] のときに、横軸 (X1) へ射影した領域が最小になり、縦軸 (X2) へ射影した領域が最大となっている。

θ を $9\pi/30$ [rad] よりさらに $\pi/2$ [rad] 回転させ $24\pi/30$ [rad] ($=12\pi/15$ [rad]) 回転させた場合には横軸 (X1) へ射影した領域が最大になり、縦軸 (X2) へ射影した領域が最小となることは明らかである。

【0036】

次に、 θ を $9\pi/30$ [rad]、 $24\pi/30$ [rad] としたときの回転行列 A により、測定された脈波データ S が処理されて X となった結果、どのような波形となるかを説明する。

図 5 は、図 2 に示した脈波データ S を、 θ を $9\pi/30$ [rad] として回転行列 A により処理した X の波形を示す。

横軸へ射影した領域が最小になった $X1(t_i)$ は、

【0037】

【数 7】

$$X1(t_i) [\theta = 9\pi/30] = \cos \theta IR(t_i) - \sin \theta R(t_i) \quad (6)$$

【0038】

一方、横軸へ射影した領域が最大になった $X2(t_i)$ は、

【0 0 3 9】

【数 8】

$$X2(t_i)[\theta=9\pi/30] = \sin \theta \text{ IR}(t_i) + \cos \theta \text{ R}(t_i) \quad (7)$$

【0 0 4 0】

により演算される。

図 5 の $X1$ の波形からはノイズが除去されたことがわかる。

なお、脈波データ S を、 θ を $24\pi/30$ [rad]として回転行列 A により処理した場合には、 $X2$ の波形がノイズが除去された波形となる。

横軸へ射影した領域が最大になる $X1(t_i)$ は、

【0 0 4 1】

【数 9】

$$X1(t_i)[\theta=24\pi/30] = \cos \theta \text{ IR}(t_i) - \sin \theta \text{ R}(t_i) \quad (8)$$

【0 0 4 2】

一方、横軸へ射影した領域が最小になる $X2(t_i)$ は、

【0 0 4 3】

【数 1 0】

$$X2(t_i)[\theta=24\pi/30] = \sin \theta \text{ IR}(t_i) + \cos \theta \text{ R}(t_i) \quad (9)$$

【0 0 4 4】

により演算される。

このように横軸へ射影した領域が最小になるように回転角 θ を設定して、脈波データ S を処理すれば、ノイズが抑制された脈波主成分波形を得ることができる。

【0 0 4 5】

次に、脈波の基本周波数の演算について説明する。

ノイズが低減される前の図 2 に示した脈波信号と、回転行列を用いてノイズが低減された脈波主成分波形を周波数解析して得られたスペクトルをそれぞれ図 6 に示す。

横軸は周波数、縦軸はスペクトルである。

ノイズが低減される前の脈波(Before-rotation)信号のスペクトルは、ノイズの周波数帯域 f_n のスペクトルが強くでており、脈波信号の基本周波数 f_s のスペクトルはほとんど現れていない。

一方、回転行列を用いてノイズが低減された脈波主成分波形(After-rotation)を周波数解析して得られたスペクトルでは、脈波信号の基本周波数 f_s のスペクトルがノイズの周波数帯域 f_n のスペクトルと区別できるほど強く現れていることがわかり、脈波信号の基本周波数 f_s を求めることができる。

そして、脈波信号の基本周波数 f_s [Hz]が求まれば、脈拍数 $f_s \times 60$ [回/min]を容易に求めることができる。

【0 0 4 6】

このように、所定角度の回転行列を用いることにより、ノイズが低減された脈波主成分波形を得ることができ、脈波信号の基本周波数ないし脈拍数を求めることができる。

ここで、所定角度は、予め決められたものでもよく、測定期間中アダプティブに変化させてもよい。

【0 0 4 7】

<酸素飽和度の演算>

図 3 は、上述のように図 9 に示される赤外光 IR のデータを横軸に、赤色光 R のデータを縦軸にとったグラフであるが、このグラフの傾きをノルム比を用いて求める。

まず、赤外光脈波データ IR の $L2$ ノルムを求める。

赤外光脈波データ列は $IR = [IR(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots]$ (

1) であるから、L2 ノルムは次の式で表すことができる。

【0048】

【数11】

$$\|IR\| = \sqrt{(\sum (IR(t_i))^2)} \quad (10)$$

【0049】

次に、赤色光脈波データ R の L2 ノルムを求める。

赤色光脈波データ列は $R = [R(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots]$ (2

) であるから、L2 ノルムは次の式で表すことができる。

【0050】

【数12】

$$\|R\| = \sqrt{(\sum (R(t_i))^2)} \quad (11)$$

【0051】

そこで、

【0052】

【数13】

$$\Phi = \|R\| / \|IR\| \quad (12)$$

【0053】

とすれば Φ は、酸素飽和度 SpO_2 と相関するので、その相関を表す関数を f とすれば、

【0054】

【数14】

$$SpO_2 = f(\Phi) \quad (13)$$

【0055】

と表され、酸素飽和度 SpO_2 を求めることができる。

なお、ノルム比を傾きとした直線を図3に示す。

ノルムとは、数学的概念の1つで、ユークリッドノルム (Euclidean-norm) 又は2乗ノルムは、 n 個の要素を持つベクトルの大きさをスカラ量に写像するものである。

このように、所定期間の赤色光脈波データ R の L2 ノルム値 (2乗ノルム) と赤外光脈波データの L2 ノルム値の比に基づいて、酸素飽和度 SpO_2 を求めることができる。

ここで、所定期間は逐次得られる現在の脈波から過去にさかのぼって所定期間分の赤色光脈波データ R、赤外光脈波データ IR を用いるとよい。

また、ノルム値として、L2 ノルムを用いたが、他の演算方法によるノルム値を用いてもよい。

【0056】

また、酸素飽和度の演算に関しては、脈波信号に対して、ノイズ信号が比較的小なる場合は上記ノルム比を用いて演算しても良いが、比較的大なる場合は、上記のノルム比を用いて求める方法とは別に、前記特願 2001-332383 号に記載した周波数解析を用いて求めた基本周波数に替えて、前記回転による処理により求めた基本周波数を用いて演算することもできる。

【0057】

(第1の実施例)

次に、上記原理を用いた装置を、概略構成ブロック図と処理フローにより説明する。

概略構成ブロック図は先に説明した図1と同じである。

発光素子 1、2 から、交互に発光するように駆動回路 3 により駆動されることにより、異なる波長の光が発光される。

これらの発光素子 1、2 からの発光は生体組織 4 を透過して受光部 (フォトダイオード) 5 で受光され、電気信号に変換される。

そして、これらの変換された信号は増幅器 6 で増幅され、マルチプレクサ 7 によりそれぞれの光波長に対応したフィルタ 8-1、8-2 に振り分けられる。

各フィルタに振り分けられた信号はフィルタ 8-1、8-2 によりフィルタリングされてノイズ成分が低減され、A/D 変換器 9 によりデジタル化される。

デジタル化された赤外光、赤色光に対応する各信号列が、それぞれの脈波を形成している。

デジタル化された各信号列は処理部 10 に入力され、ROM 12 に格納されているプログラムにより処理され、脈拍数 PR、酸素飽和度 SpO₂ が演算され、その値が表示部 11 に表示される。

【0058】

次に、脈拍数 PR、酸素飽和度 SpO₂ を演算する処理フローを図 7 を用いて説明する。

測定が開始される（ステップ S1）と、上記のように赤色光脈波、赤外光脈波が検出され（ステップ S2）、デジタル化された各信号列（各脈波データ）が処理部 10 に取り込まれる。

処理部 10 では、ROM 12 に格納されているプログラムにより、処理過程のデータを RAM 13 に読み書きしながら、各脈波データを次のように処理する。

【0059】

先ず、赤外光脈波、赤色光脈波それぞれの脈波の直流成分に対する脈動成分の比を脈波ごとに求める。（ステップ S3）

次に、脈拍数 PR を求める処理（ステップ S4～S6）と酸素飽和度 SpO₂ を求める処理（ステップ S7～S9）が同時に行われる。

【0060】

脈拍数 PR を求める処理（ステップ S4～S6）では、

予め回転角が設定された回転行列 A により、赤外光脈波データ IR と赤色光脈波データ R とのデータ S から、式 5 よりノイズが低減された波形を得る。（ステップ S4）

設定する回転角は、図 3 に示すような赤外光脈波データ IR を横軸に赤色光脈波データ R を縦軸にとったグラフを回転すると図 4 に示すように軸方向へ射影した領域が最小となるような角度である。

回転角度は例えば、 $9\pi/30$ [rad] あるいは $24\pi/30$ [rad] がよい。

ノイズが低減された波形は、射影領域が最小となる軸成分のデータより得ることができる。

そして、ノイズが低減された波形を図 6 に示すように周波数解析を行い、脈波データの基本周波数を求める。（ステップ S5）

そして、その基本周波数から脈拍数 fs を $f_s \times 60$ [回/min] から求め、表示部 11 に表示する。

【0061】

酸素飽和度 SpO₂ を求める処理（ステップ S7～S9）では、所定期間分の赤外光脈波データ IR と赤色光脈波データ R とからそれぞれの L2 ノルム値を式 10、式 11 から求め、さらにそれぞれの L2 ノルム値の比を式 12 から求める。

次に、ノイズの除去された赤外光と赤色光の脈波信号の比を求め、酸素飽和度を演算する。

（ステップ S7）

その L2 ノルム比を Φ として、式 12 より酸素飽和度 SpO₂ を求め（ステップ S8）、表示部 11 に表示する。（ステップ S9）

【0062】

測定を継続するときはステップ S2 に戻り処理を繰り返し、測定を計測しない場合は測定を終了する。（ステップ S11）

【0063】

（第 2 の実施例）

次に、別の第2の実施例を図8を用いて説明する。

第2の実施例が第1の実施例と相違する点はステップS4において、回転角は予め定められたものではなく、得られるデータから回転角を求める点であり、図8に示すようにステップS4-1とステップS4-2に分けて処理する。

他のステップは第1の実施例と同様なので、説明は省略する。

【0064】

脈拍数PRを求める処理（ステップS4-1～S6）では、

まず、所定期間分の赤外光脈波データIRと赤色光脈波データRとのデータを用い、図3に示すようなグラフを描く。

そして、いかなる回転角度であれば軸方向へ射影した領域が最小になるかを求める。（ステップS4-1）

次に、求められた回転角度による回転行列により、各波長の脈波データを処理し、射影領域が最小となる軸の成分のデータからノイズが低減された波形を得る。（ステップS4-2）。

このように、第2の実施例の特徴は、回転行列の回転角度が、固定化された角度ではなく、検出される脈波データに応じて適時変更されるアダプティブ性を有する点にある。

【0065】

（第3実施例）

次に、脈拍数PR、酸素飽和度SpO₂を、周波数解析を用いて求めた基本周波数に替えて、前記回転による処理により求めた基本周波数を用いて演算する処理フローを図10を用いて説明する。

測定が開始される（ステップS1）と、上記のように赤色光脈波、赤外光脈波が検出され（ステップS2）、デジタル化された各信号列（各脈波データ）が処理部10に取り込まれる。

処理部10では、ROM12に格納されているプログラムにより、処理過程のデータをRAM13に読み書きしながら、各脈波データを次のように処理する。

【0066】

まず、赤外光脈波、赤色光脈波それぞれの脈波の直流成分に対する脈動成分の比を脈波ごとに求める。（ステップS3）

次に、脈拍数PRを求める処理（ステップS4～S6）と酸素飽和度SpO₂を求める処理（ステップS7～S9）が同時に行われる。

【0067】

脈拍数PRを求める処理（ステップS4～S6）では、

予め回転角が設定された回転行列Aにより、赤外光脈波データIRと赤色光脈波データRとのデータSから、式5よりノイズが低減された波形を得る。（ステップS4）

設定する回転角は、図3に示すような赤外光脈波データIRを横軸に赤色光脈波データRを縦軸にとったグラフを回転すると図4に示すように軸方向へ射影した領域が最小となるような角度である。

回転角度は例えば、 $9\pi/30$ [rad]あるいは $24\pi/30$ [rad]がよい。

ノイズが低減された波形は、射影領域が最小となる軸成分のデータより得ることができる。

そして、ノイズが低減された波形を図6に示すように周波数解析を行い、脈波データの基本周波数を求める。（ステップS5）

更に、その基本周波数から脈拍数fsを $f_s \times 60$ [回/min]から求め、表示部11に表示する。

【0068】

また、酸素飽和度SpO₂を求める処理（ステップS7～S9）では、

赤外光及び赤色光の脈波信号を前記基本周波数で、または基本周波数とその高調波で構成したフィルタを通し、ノイズの除去された信号を求める。（ステップS7）

次に、ノイズの除去された赤外光と赤色光の脈波信号の比を求め、酸素飽和度を演算し

(ステップ S 8) 表示部 11 に表示する。(ステップ S 9)

【0069】

測定を継続するとき(ステップ S 10)は、ステップ S 2 に戻り処理を繰り返し、測定を計測しない場合は測定を終了する。(ステップ S 11)

【0070】

(第4の実施例)

更に、別の第4の実施例を図11を用いて説明する。

第4の実施例が第3の実施例と相違する点はステップ S 4 において、回転角は予め定められたものではなく、得られるデータから回転角を求める点であり、図11に示すようにステップ S 4-1 とステップ S 4-2 に分けて処理する。

他のステップは第3の実施例と同様なので、説明は省略する。

【0071】

脈拍数 P R を求める処理(ステップ S 4-1 ~ S 6)では、

まず、所定期間分の赤外光脈波データ I R と赤色光脈波データ R とのデータを用い、図3に示すようなグラフを描く。

そして、いかなる回転角度であれば軸方向へ射影した領域が最小になるかを求める。(ステップ S 4-1)

次に、求められた回転角度による回転行列により、各波長の脈波データを処理し、射影領域が最小となる軸の成分のデータからノイズが低減された波形を得る。(ステップ S 4-2)。

このように、第4の実施例の特徴は、回転行列の回転角度が、固定化された角度ではなく、検出される脈波データに応じて適時変更されるアダプティブ性を有する点にある。

【0072】

以上は、動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータを例に挙げて説明したが、本発明の技術はパルスオキシメータに限られず、特殊ヘモグロビン(一酸化炭素ヘモグロビン、Metヘモグロビンなど)、血中に注入された色素などの血中吸光物質をパルスフォトメトリーの原理を用いて測定する装置(パルスフォトメトリー)にも光源の波長を選択することで適用できる。

なお、本明細書中において、生体組織(媒体)を介して測定された信号を、2次元直交座標に展開する前までは、「脈波信号」と記載し、2次元直交座標に展開中は、「脈波データ」と記載し、求められた波形は「脈波主成分波形」と区別して記載している。

【産業上の利用可能性】

【0073】

請求項1~3に係る発明では、同一の媒体からほぼ同時に抽出される2つの同種の信号を処理して共通の信号成分を抽出する計算処理負担を軽減した信号処理が実現できる。

また、請求項4~10に係る発明では、前記媒体の体動によるノイズが脈波信号に生じた場合であっても、対象物質の濃度を精度よく測定できる。

また、体動によるノイズが脈波データ信号に生じた場合であっても、脈波信号からノイズを除去し、精度よく脈拍や血中の吸光物質の濃度を求めることができるので、産業上の利用可能性は極めて大きい。

【図面の簡単な説明】

【0074】

【図1】本発明の概略構成を示すブロック図である。

【図2】検出された脈波を示す図である。

【図3】図9に示される赤外光 I R のデータを横軸に、赤色光 R のデータを縦軸にとったグラフである。

【図4】図3のグラフを $\pi/30$ [rad] ずつ回転させた図である。

【図5】回転角度 $9\pi/30$ [rad] の回転行列により処理された脈波の波形を示す図である。

【図 6】 図 5 に示す X1 の波形のスペクトルを示す図である。

【図 7】 第 1 の実施例における処理フローを示すフローチャートである。

【図 8】 第 2 の実施例における処理フローを示すフローチャートである。

【図 9】 血液中の吸光物質の吸光度の変動の測定原理を説明する波形図である。

【図 1 0】 第 3 の実施例における処理フローを示すフローチャートである。

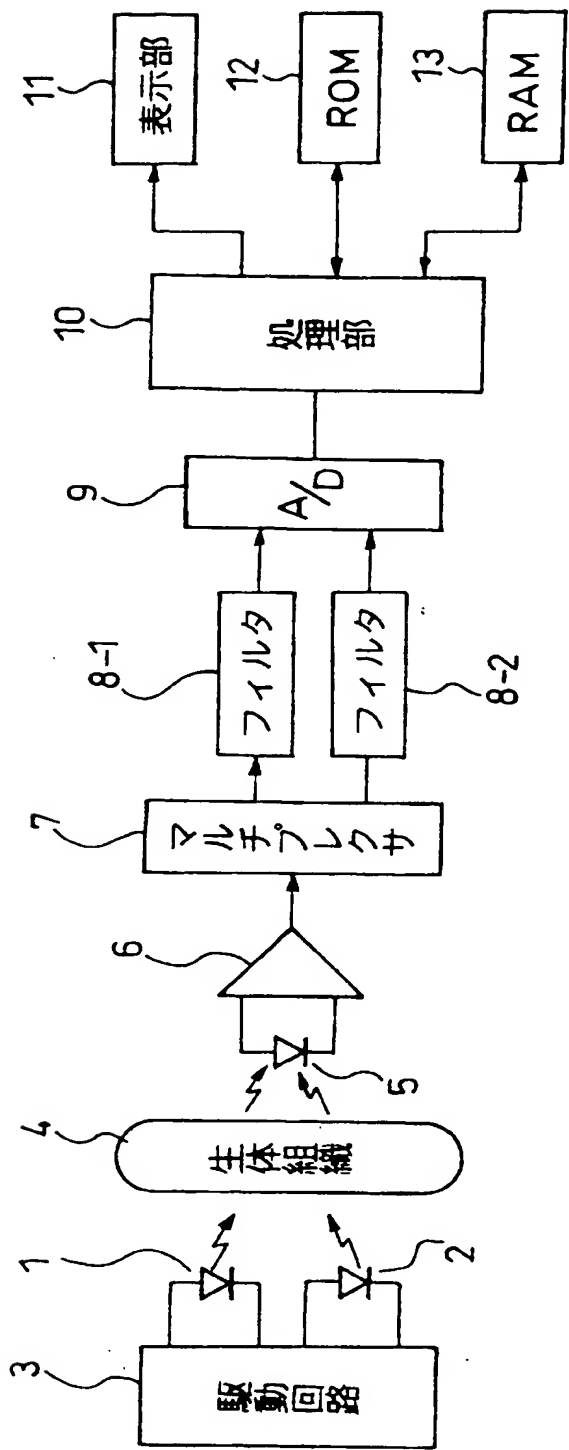
【図 1 1】 第 4 の実施例における処理フローを示すフローチャートである。

【符号の説明】

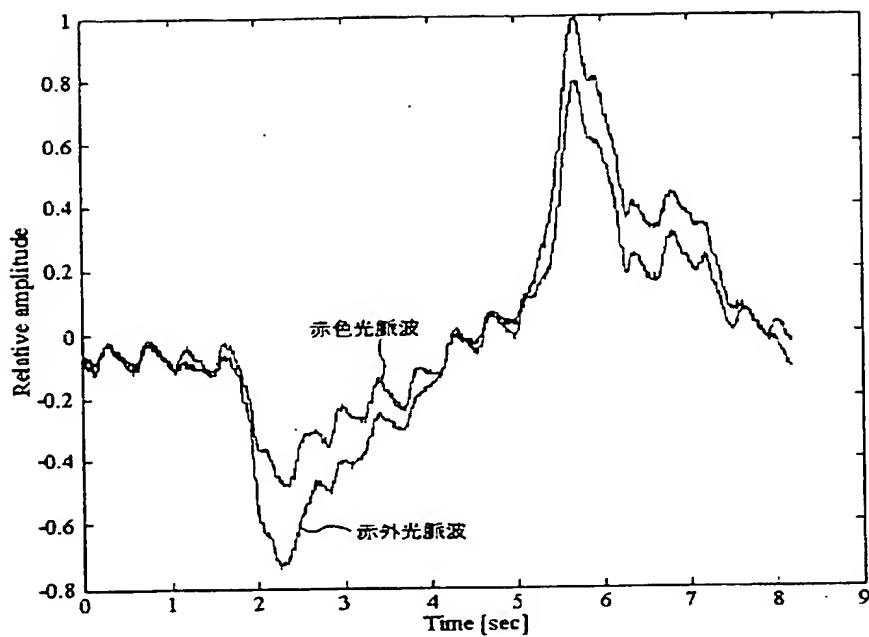
【 0 0 7 5 】

- 1 発光素子
- 2 発光素子
- 3 駆動回路
- 4 生体組織
- 5 フォトダイオード
- 6 変換器
- 7 マルチプレクサ
- 8 フィルタ
- 9 A / D 変換器
- 1 0 処理部
- 1 1 表示部
- 1 2 R O M
- 1 3 R A M

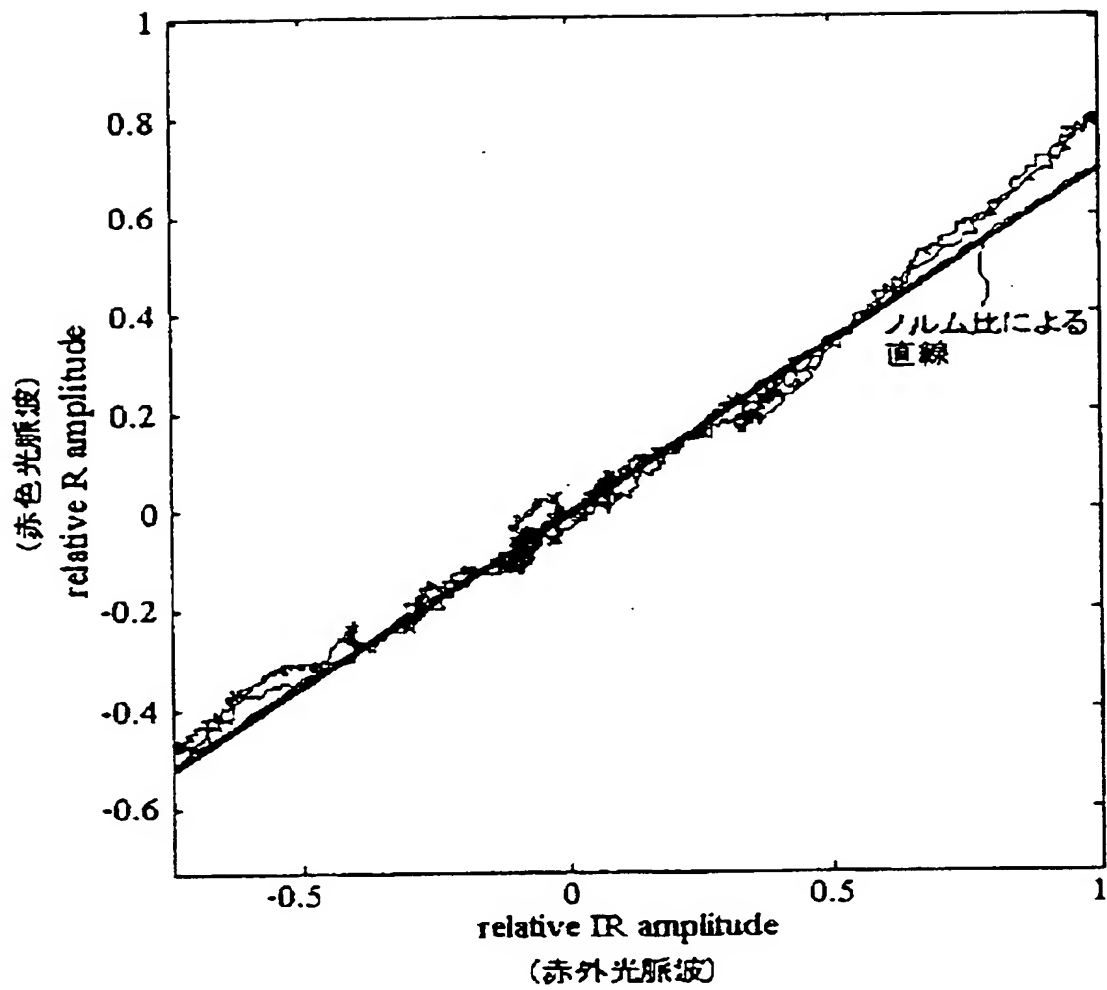
【書類名】 図面
【図 1】



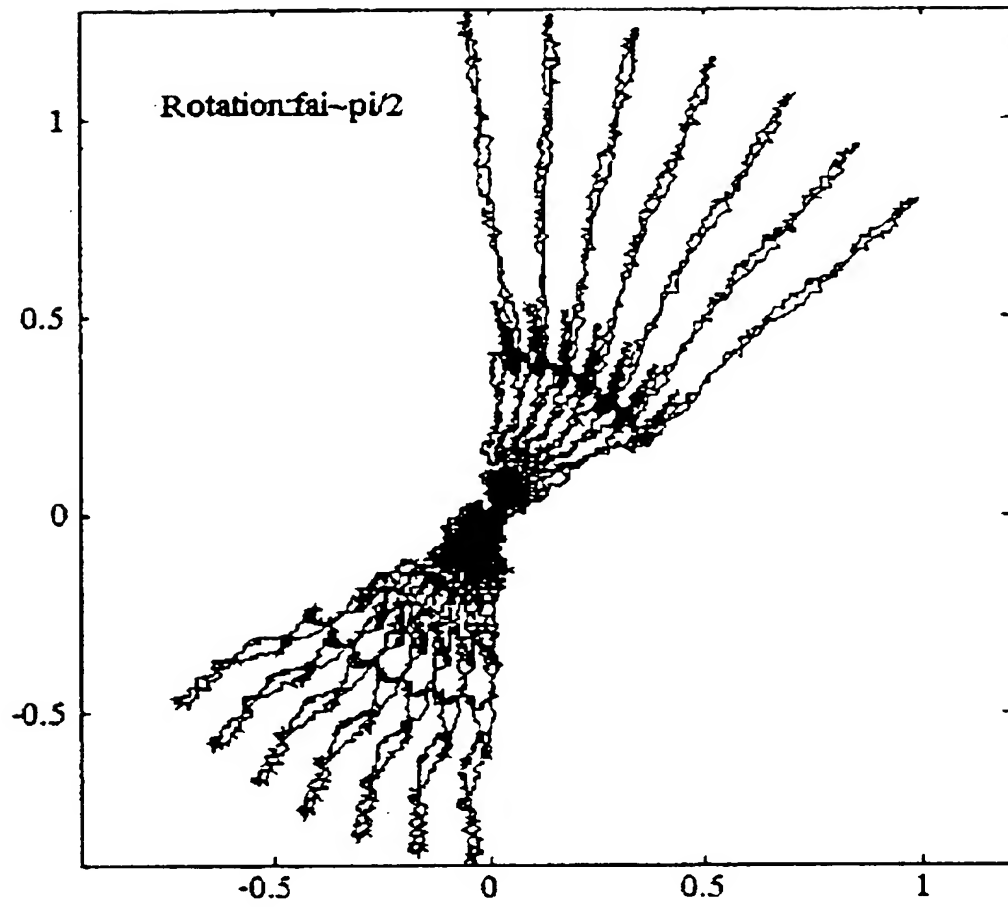
【図 2】



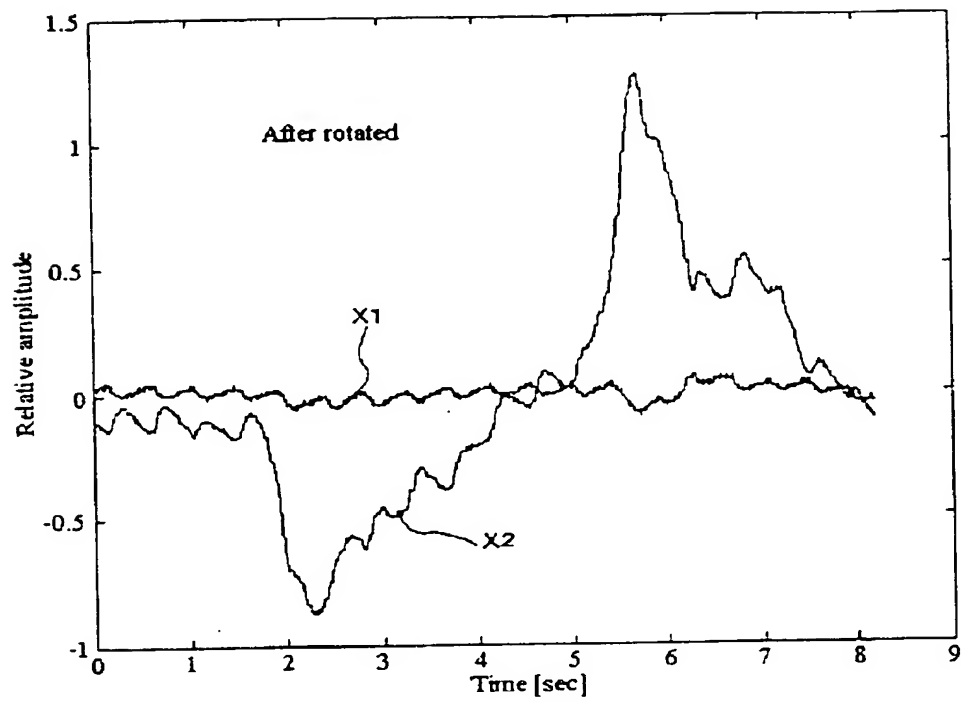
【図 3】



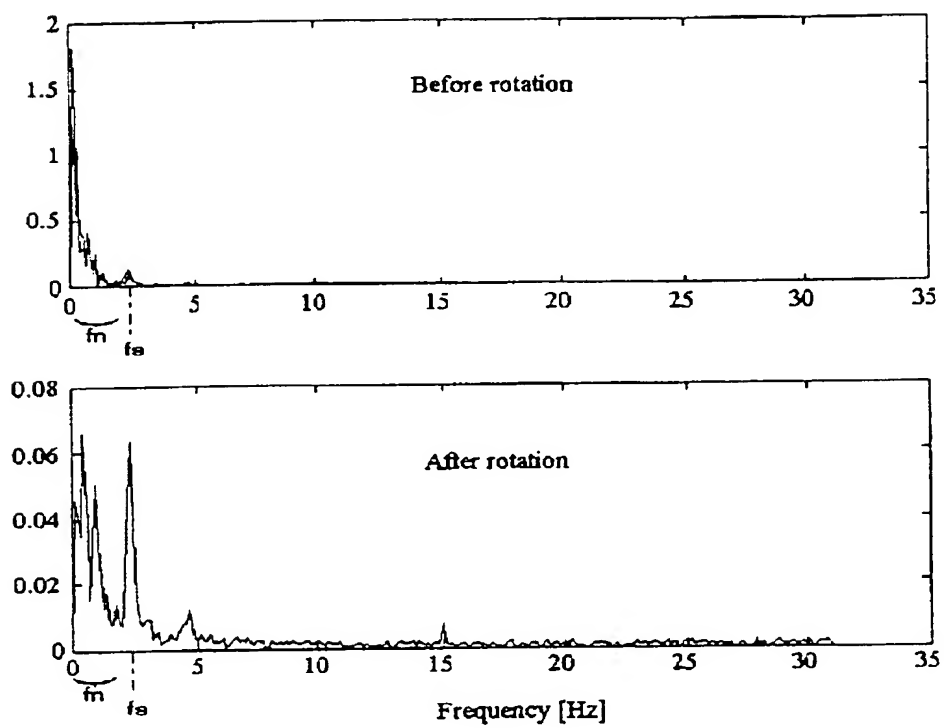
【図 4】



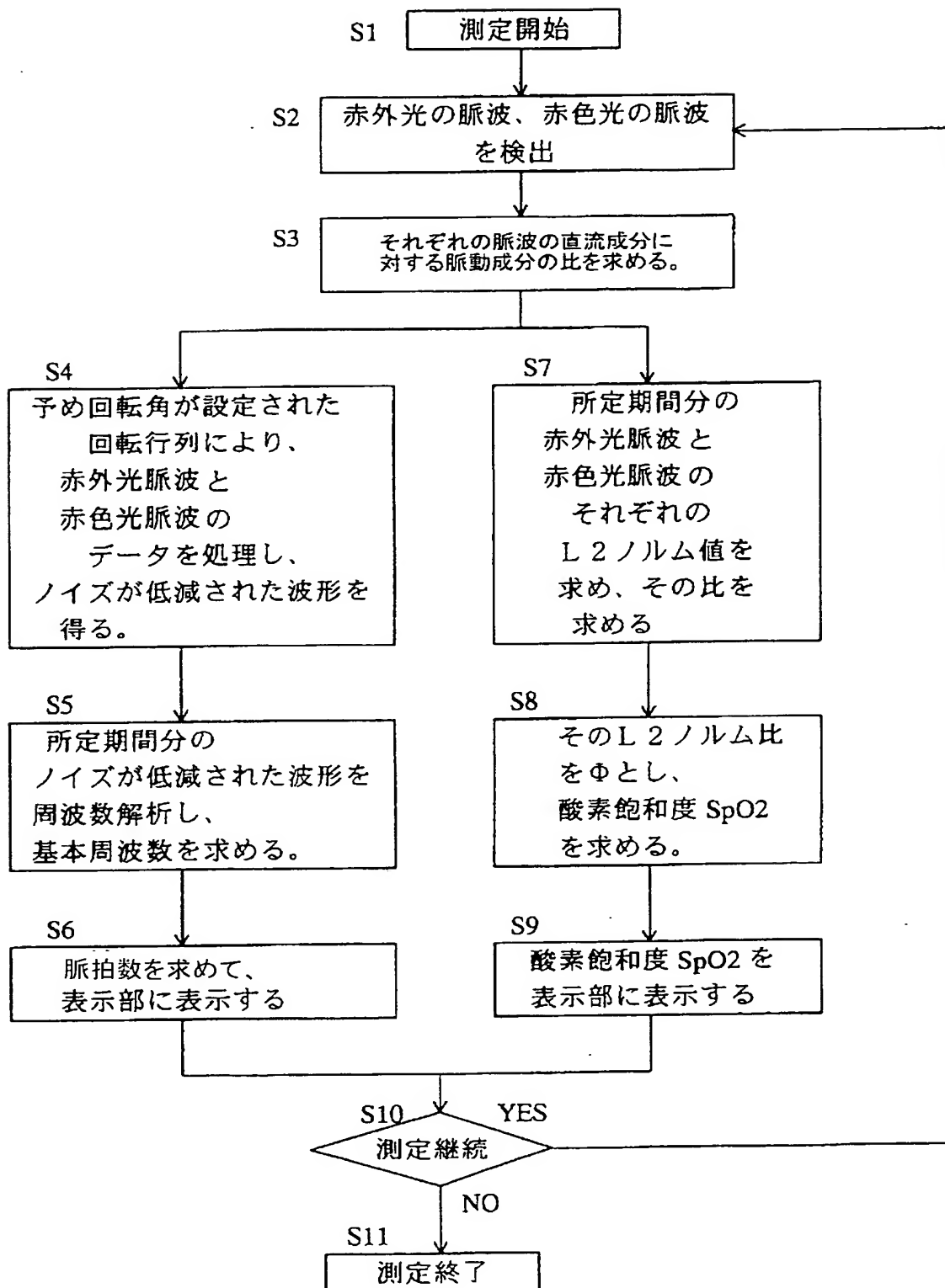
【図 5】



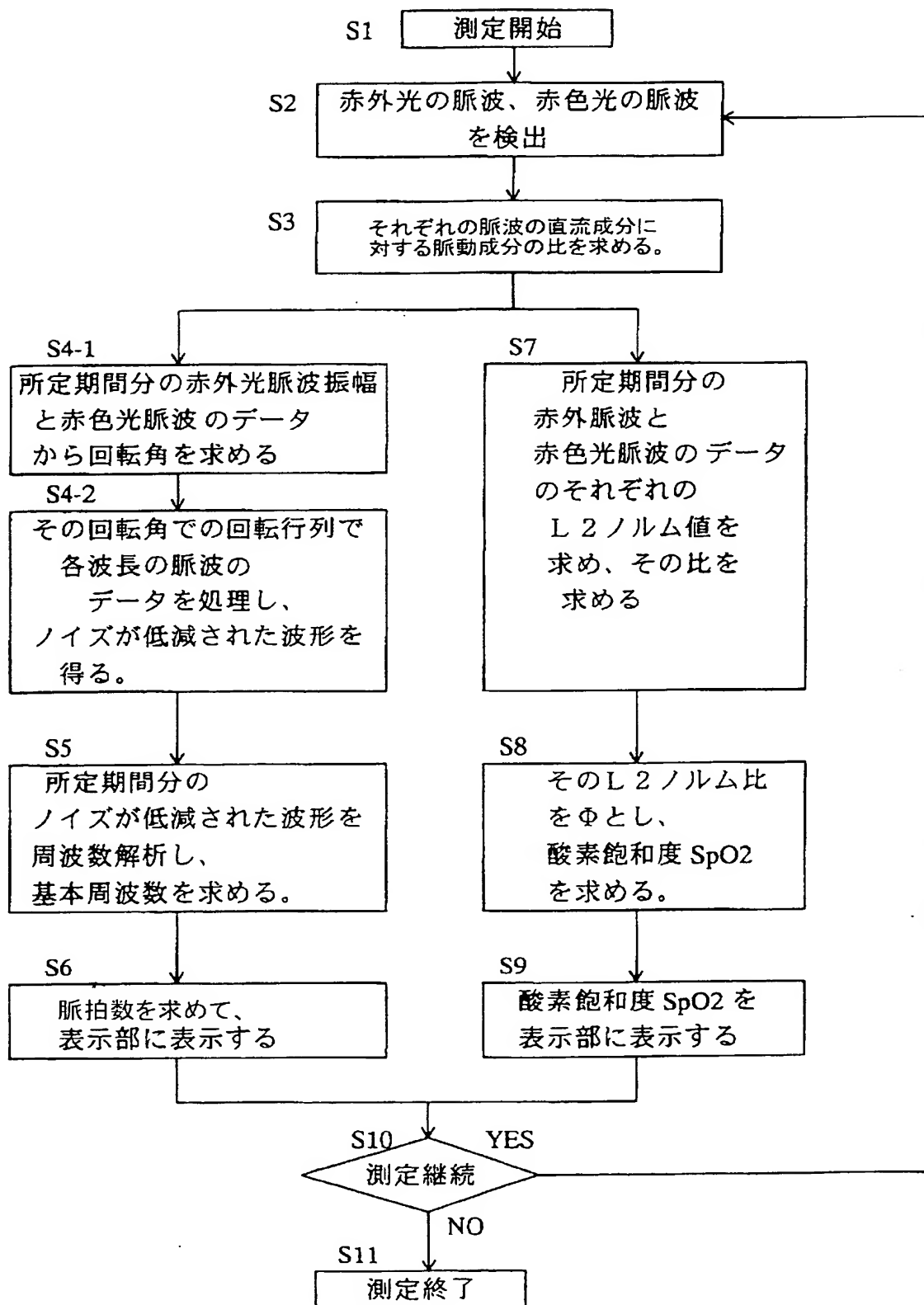
【図 6】



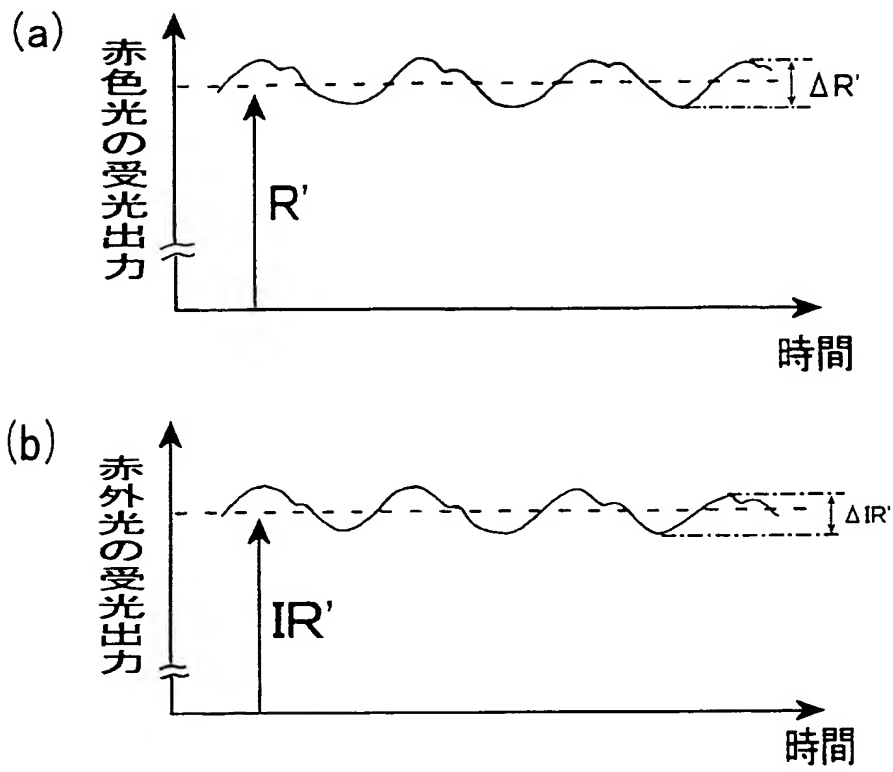
【図 7】



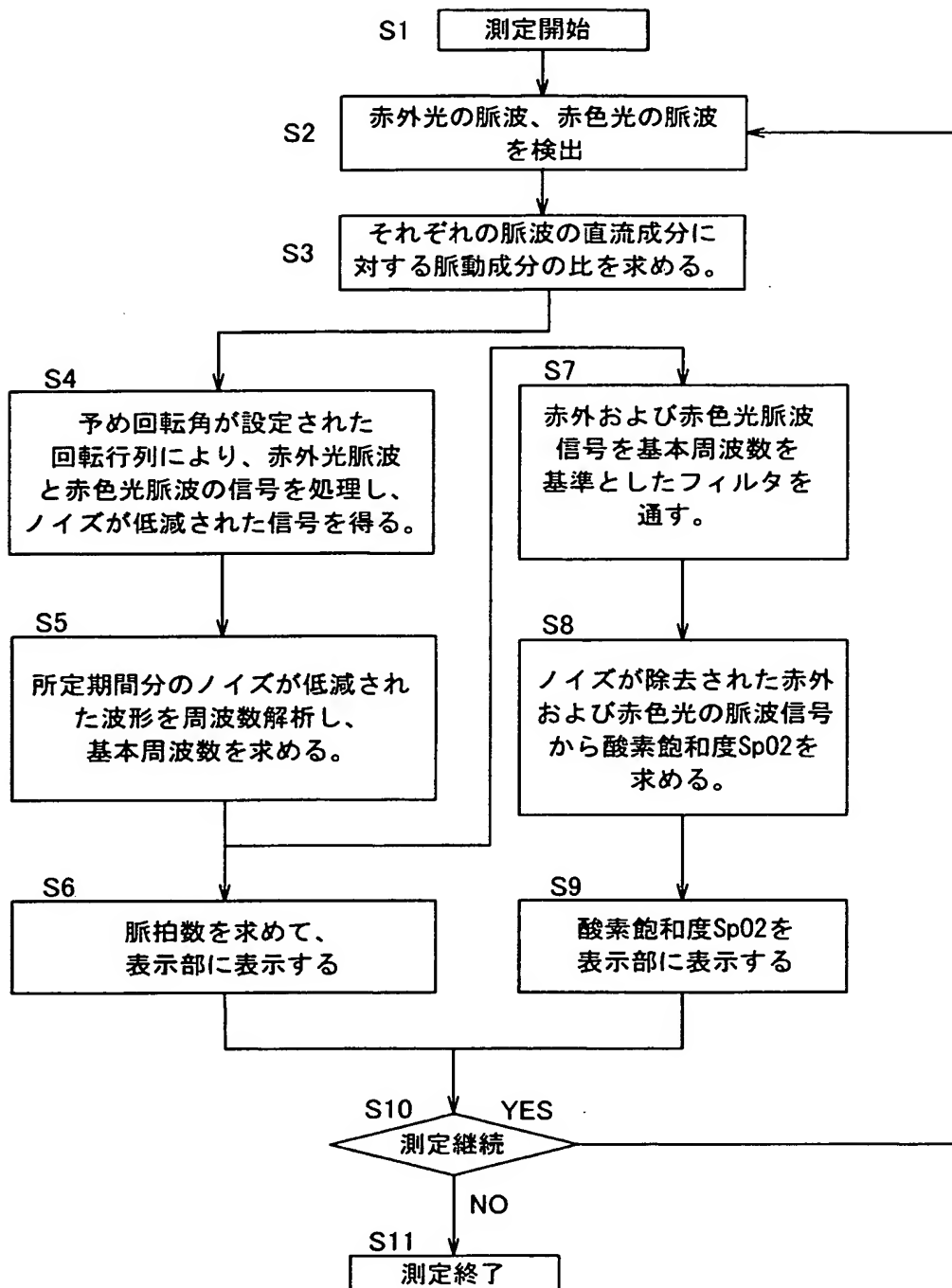
【図 8】



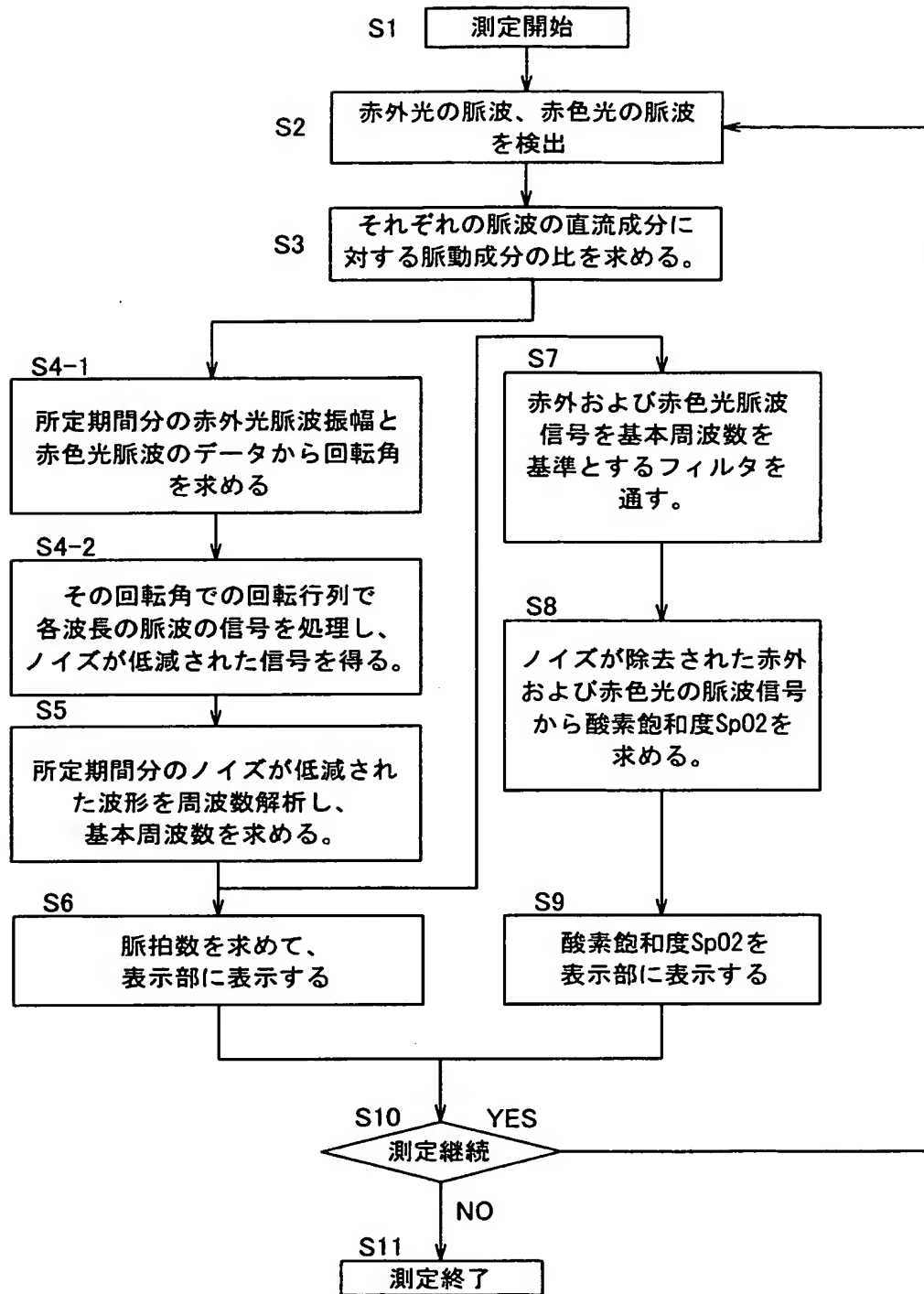
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 パルスフォトメータにおいて、より処理負担を軽減し、体動によるノイズが脈波に生じた場合であっても、対象物質の濃度を精度よく測定する。また、体動によるノイズが脈波に生じた場合であっても、脈波データからノイズを除去し、精度よく脈拍を求める。

【解決手段】 パルスフォトメータには、異なる2つの波長の光を生体組織（4）に交互に照射する発光手段（1、2、3）と、この発光部から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段（5）と、この受光部により得られる各波長の脈波信号を処理する処理部（10）を具備している。処理部（10）では、各波長の脈波信号を処理する回転行列の回転角度を決定し、その回転角度の回転行列により、脈波信号を処理してノイズを低減した波形を取得する。さらに得られた波形を周波数解析することにより、脈波信号の基本周波数または脈拍数を求める。

また、各波長の脈波それぞれについてノルム値を求め、さらにそのノルム値の比を求め、そのノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める。血中吸光物質濃度として、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、あるいは注入色素濃度を求める。

また、求められた基本周波数を基準としたフィルタを通すことによりノイズを除去した脈波信号を求め、それに基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める。血中吸光物質濃度として、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、あるいは注入色素濃度を求める。

【選択図】 図7

認定・付加情報

| | |
|---------|--------------------------|
| 特許出願の番号 | 特願 2 0 0 3 - 3 3 3 6 1 3 |
| 受付番号 | 5 0 3 0 1 5 8 1 6 2 7 |
| 書類名 | 特許願 |
| 担当官 | 第一担当上席 0 0 9 0 |
| 作成日 | 平成 1 5 年 9 月 3 0 日 |

<認定情報・付加情報>

| | |
|-------|-------------|
| 【提出日】 | 平成15年 9月25日 |
|-------|-------------|

特願 2 0 0 3 - 3 3 3 6 1 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 2 3 0 9 6 2]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 2 8 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号

氏 名

日本光電工業株式会社